

02P08098



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) **Offenlegungsschrift**
(10) **DE 199 06 029 A 1**

(51) Int. Cl.⁷:
G 01 T 1/29
G 01 N 23/20
G 01 T 1/24
H 05 G 1/64
H 04 N 5/32

(21) Aktenzeichen: 199 06 029.0
(22) Anmeldetag: 12. 2. 1999
(43) Offenlegungstag: 24. 8. 2000

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Schirl, Thomas, Dipl.-Ing., 91301 Forchheim, DE;
Schulz, Rainer F., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., 91077
Dormitz, DE

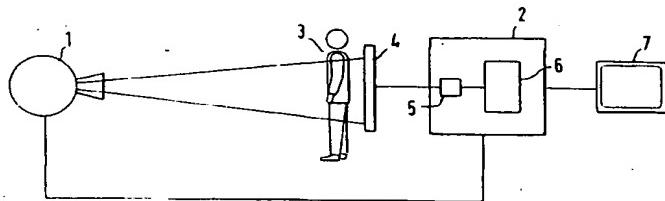
(56) Entgegenhaltungen:
US 49 80 553
US 49 45 243
US 48 10 881

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Röntgeneinrichtung sowie Festkörper-Strahlungsdetektor

(55) Röntgeneinrichtung, umfassend ein Bildaufnahmesystem mit einem Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix, an dessen Rückseite eine Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays vorgesehen ist, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix einwirkende Strahlung erzeugbar ist, wobei Mittel vorgesehen sind, mittels welchen die auf die Pixelmatrix einwirkende, von dem Diodenarray emittierte oder emittierbare Strahlung homogenisierbar und eine im wesentlichen gleichmäßige Strahlungsverteilung über die Pixelmatrix erzielbar ist.



DE 199 06 029 A 1

DE 199 06 029 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgeneinrichtung, umfassend ein Bildaufnahmesystem mit einem Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix.

Derartige Röntgeneinrichtungen sind bekannt und dienen dazu, Strahlungsbilder eines Untersuchungsobjekts, in der Regel eines Patienten, im Rahmen einer medizinischen Untersuchung oder Therapie aufzunehmen. Mittels des Bildaufnahmesystems werden von der das Untersuchungsobjekt durchdringenden Röntgenstrahlung Bilder erzeugt, die beispielsweise an einem Monitor ausgegeben werden. Hierzu umfaßt das Bildaufnahmesystem einen Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Halbleiterdetektorschicht, welcher eine Szintillatorschicht vorgeschalten ist, die die einfallende Röntgenstrahlung in sichtbare Strahlung umwandelt. Diese trifft dann auf die Halbleiterschicht und generiert dort Ladungen, die von einer nachgeschalteten Ausleseelektronik ausgelesen werden. Das Bildaufnahmesystem ist im Laufe seines Betriebes des öfteren zu kalibrieren, um über einen längeren Zeitraum Bilder konstanter Qualität aufnehmen zu können, die insbesondere im Bedarfsfall auch miteinander vergleichbar sind. Normalerweise wird das System mehrmals im Jahr kalibriert. Im Rahmen der Kalibrierung werden unterschiedliche Betriebsmodi seitens der Steuerungseinrichtung abgearbeitet, wobei zu jedem unterschiedlichen Betriebsmodus eine Aufnahme unter Belichtung des Detektors mit Röntgenstrahlung, jedoch ohne Objekt, vorgenommen wird. Der Kalibrierzyklus dauert relativ lange, im Extremfall bis zu einer halben Stunde oder länger. Weiterhin muß das Röntgenpersonal aus dem Anlagenraum, da zur Kalibrierung wie beschrieben Bedingungen gegeben sind wie bei einer normalen Röntgenaufnahme.

Der Erfindung liegt damit das Problem zugrunde, eine Röntgeneinrichtung anzugeben, die eine Kalibrierung des Bildaufnahmesystems auf vereinfachte Weise zuläßt.

Zur Lösung dieses Problems ist eine Röntgeneinrichtung umfassend ein Bildaufnahmesystem mit einem Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix vorgesehen, an dessen Rückseite eine Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays vorgesehen ist, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix einwirkende Strahlung erzeugbar ist, wobei Mittel vorgesehen sind, mittels welchen die auf die Pixelmatrix einwirkende, von dem Diodenarray emittierte oder emittierbare Strahlung homogenisierbar und eine im wesentlichen gleichmäßige Strahlungsverteilung über die Pixelmatrix erzielbar ist.

Bei der erfindungsgemäßen Röntgeneinrichtung wird mit besonderem Vorteil zur Kalibrierung die von einem hinter der Pixelmatrix angeordneten Diodenarray erzeugte, auf die Pixelmatrix unter Generation von Ladungsträgern einwirkende Strahlung genutzt. Normalerweise dient die mit dem Diodenarray erzeugbare Strahlung als Rücksetzlicht, welches dann eingeschalten wird, wenn eine Bildaufnahme durchgeführt wurde, um die Nachklingeffekte zu beschleunigen und sämtliche Pixel in einen Ausgangszustand zurückzusetzen. Zu diesem Zweck spielt die Homogenität des von dem Diodenarray erzeugten Licht, also die Homogenität der Strahlungsverteilung bzw. der Strahlungsintensität über die Pixelmatrix keine besondere Rolle. Es hat sich jedoch herausgestellt, daß die vom Diodenarray erzeugte Strahlung beachtlich inhomogen ist, weshalb zur Ermöglichung einer Nutzung dieser Strahlung zu Kalibrierzwecken erfindungsgemäß Homogenisierungsmittel vorgesehen sind, mittels welchen die vom Diodenarray emittierte Strahlung oder aber die von ihm emittierbare Strahlung homogenisiert und vergleichmäßig wird, so daß auf die Pixelmatrix von der Rückseite her eine im wesentlichen gleichmäßig ver-

teilte Strahlung bzw. eine Strahlung mit über die Pixelmatrix im wesentlichen konstanter Intensität auftrifft. Erst der Einsatz der erfindungsgemäßen Homogenisierungsmittel ermöglicht es, das vom Diodenarray emittierte Rücksetzlicht 5 auch zu Kalibrierzwecken zu nutzen. Für die Praxis bedeutet dies, daß zum Kalibrieren keine Röntgenstrahlung erzeugt werden muß, der gesamte Kalibriervorgang wird wesentlich einfacher und kann viel schneller vorstatten gehen. Ferner sind auch keinerlei sicherheitstechnische Aspekte im Rahmen der Kalibrierung zu berücksichtigen.

Gemäß einer zweckmäßigen Weiterbildung des Erfindungsgedankens kann vorgesehen sein, daß das Mittel eine zwischen der Pixelmatrix und dem Diodenarray angeordnete Homogenisierung zwischenlage ist, deren lokale 15 Transparenz für die vom Diodenarray emittierte Strahlung abhängig von der lokalen Strahlungsverteilung des Diodenarrays ist. Bei der Homogenisierung zwischenlage kann es sich um eine Folie wie auch um eine Papierlage handeln. Mit dieser Zwischenlage wird erreicht, daß die Strahlung nach Durchgang durch die Zwischenlage überall im wesentlichen gleichmäßig bzw. die Intensität an jeder Stelle im wesentlichen die gleiche ist, was durch die unterschiedlichen Transparenzbereiche der Homogenisierung zwischenlage erreicht wird. Das heißt, die Zwischenlage ist in Bereichen, 20 in denen das Diodenarray stärkere Strahlung bzw. Strahlung höherer Intensität emittiert, weniger transparent als in solchen Bereichen, in denen das Diodenarray schwächere Strahlung emittiert. Da über die Fläche des Diodenarrays eine Vielzahl unterschiedlicher Strahlungsbereiche gegeben 25 sein können, hat es sich als zweckmäßig erwiesen, wenn die Homogenisierung zwischenlage bezüglich des Diodenarrays justiert angeordnet ist und wenn zweckmäßigerweise Mittel zum Fixieren der Homogenisierung zwischenlage, insbesondere in Form von Klemmitteln vorgesehen sind, so daß die diodenabschnittsbezogenen Transparenzbereiche auch tatsächlich am jeweiligen Arrayabschnitt zum Liegen kommen. Die Justierung kann beispielsweise durch Anbringen entsprechender Referenzpunkte oder dergleichen erfolgen.

Neben der Röntgeneinrichtung betrifft die Erfindung ferner einen Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix und einer Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix von der Rückseite her einwirkende Strahlung erzeugbar ist. Dieser Festkörper-Strahlungsdetektor zeichnet sich erfindungsgemäß dadurch aus, daß Mittel vorgesehen sind, mittels welchen die von dem Diodenarray emittierte Strahlung homogenisierbar und eine im wesentlichen gleichmäßige Strahlungsverteilung über die Pixelmatrix erzielbar ist. Weitere erfindungsgemäße vorteilhafte Ausgestaltungen sind den abhängigen Unteransprüchen zu entnehmen.

Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zum Erzeugen einer Homogenisierung zwischenlage für einen Festkörper-Strahlungsdetektor, welcher eine Pixelmatrix und eine Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays umfaßt, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix von der Rückseite her einwirkende Strahlung erzeugbar ist. Das erfindungsgemäße Verfahren zeichnet sich durch folgende Schritte aus: Aufnehmen wenigstens eines Offsetbilds des Festkörper-Strahlungsdetektors, 45 Aufnehmen wenigstens eines Strahlungsbilds bei Bestrahlung der Pixelmatrix mittels des Diodenarrays, Subtraktion des Tiefpaß gefilterten Offsetbilds vom Tiefpaß gefilterten Strahlungsbilds, Invertierung des Subtraktionsbilds, und 50 Aufbringen des Subtraktionsbilds auf eine Zwischenlage. Das zunächst aufgenommene Offsetbild, also die Bildinformation, die der Detektor ohne Auftreffen irgendeiner

Strahlung liefert, dient quasi als Referenzbild. Anschließend wird das Diodenarray kurzzeitig, in der Regel für wenige μ s, eingeschaltet und das von der auf die Pixelmatrix von der Rückseite her einwirkende Strahlungsbild aufgenommen. Nach Durchführung jeweils einer Tiefpaß-Filterung des Offsetbilds und des Strahlungsbilds, wozu ein normaler Tiefpaßfilter oder aber ein Median-Filter verwendet werden kann und wodurch von der Pixelmatrix herrührende Inhomogenitäten wie beispielsweise Einbrüche einzelner Pixel oder kompletter Zeilen oder Spalten herausgefiltert werden, werden die beiden gefilterten Bilder voneinander subtrahiert. Dieses Subtraktionsbild wird anschließend invertiert, das heißt, dunkle Bereiche werden entsprechend heller und hellere Bereiche entsprechend dunkler dargestellt. Das hierdurch erhaltene invertierte Subtraktionsbild wird anschließend auf die Zwischenlage aufgebracht, wodurch diese in ihrem Transparenzgrad in Abhängigkeit der tatsächlichen Strahlungsverteilung des Diodenarrays variiert bzw. eingestellt wird. Die Größe der Zwischenlage, die in Form einer Kunststoffolie oder einer Papierlage vorliegen kann, entspricht im wesentlichen der Größe der Pixelmatrix, wobei sich die Zwischenlage neben dem aktiven Bereich der Pixelmatrix auch in den nicht aktiven Matrixbereich erstrecken sollte. Die Zwischenlage selbst wird zum Aufbringen des Subtraktionsbilds entsprechend bedruckt. Zur Ermittlung des Offsetbilds und des Strahlungsbilds, welche anschließend weiterverarbeitet werden, hat es sich als vorteilhaft erwiesen, wenn mehrere Offsetbilder und/oder mehrere Strahlungsbilder aufgenommen werden, die zur Ermittlung eines weiterzuverarbeitenden Offsetbilds bzw. Strahlungsbilds gemittelt werden.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipskizze einer erfundungsgemäßen Röntgeneinrichtung,

Fig. 2 eine Schnittansicht durch einen erfundungsgemäßen Festkörper-Strahlungsdetektor,

Fig. 3 eine Prinzipskizze eines mit dem Strahlungsdetektor erhaltenen Bildes, erhalten durch Subtraktion des bei Bestrahlung der Pixelmatrix mit dem Licht des Diodenarrays erhaltenen Strahlungsbildes und des Offsetbilds ohne eingebrachter Homogenisierungszwischenlage,

Fig. 4 eine Prinzipskizze eines mit dem Strahlungsdetektor erhaltenen Bilds mit eingebrachter Homogenisierungszwischenlage,

Fig. 5 ein Bild entsprechend dem aus **Fig. 3** mit eingebrachter Homogenisierungszwischenlage,

Fig. 6 den Signalverlauf einer ausgewählten Pixelspalte ohne und mit eingebrachter Homogenisierungszwischenlage, und

Fig. 7 ein Diagramm mit den Histogrammen zweier Bilder, die ohne bzw. mit eingebrachter Homogenisierungszwischenlage aufgenommen wurden.

Fig. 1 zeigt in Form einer Prinzipskizze eine erfundungsgemäße Röntgeneinrichtung zur Aufnahme von Strahlungsbildern, welche als medizinische Diagnose- oder Therapie- und Behandlungsvorrichtung ausgebildet ist. Mittels einer Röntgenstrahlenquelle 1 wird Röntgenstrahlung erzeugt, wobei dies über die Vorrichtungssteuerung 2 gesteuert erfolgt. In der Vorrichtungssteuerung 2 sind die hierfür erforderlichen Komponenten wie beispielsweise der Hochspannungsgenerator etc. beinhaltet oder dieser zugeordnet, was nicht näher dargestellt und an sich bekannt ist. Die erzeugte Röntgenstrahlung durchstrahlt einen Patienten 3 und trifft auf einen digitalen Festkörper-Strahlungsdetektor 4, der, wie bezüglich **Fig. 2** noch näher beschrieben werden wird,

eine Pixelmatrix aufweist. Die einzelnen Pixelbildsignale werden von einem im gezeigten Beispiel in der Vorrichtungssteuerung 2 integrierten Auslesmittel 5 ausgelesen und an ein Rechenmittel 6 gegeben, welches zum Erzeugen und Ausgeben des aufgenommenen Bilds ausgebildet ist. Das Rechenmittel 6 ist mit einem Ausgabemedium 7 in Form eines Monitors verbunden, auf dem das Bild dargestellt werden kann.

Fig. 2 zeigt in Form einer Schnittansicht einen Ausschnitt aus dem erfundungsgemäßen Festkörper-Strahlungsdetektor. Der erfundungsgemäße Festkörper-Strahlungsdetektor 8 umfaßt zuoberst eine Reflektorschicht 9, gefolgt von einer Szintillatorschicht 10 sowie einer Passivierungsschicht 11. Mittels der Szintillatorschicht 10 wird einfallende Röntgenstrahlung ($h \cdot v_1$) in Strahlung umgewandelt, die in der nachgeschalteten Pixelmatrix 12 aus einem geeigneten Halbleitermaterial entsprechende Ladungsträger erzeugt. Die Pixelmatrix 12 besteht aus einer Vielzahl von Zeilen und Spalten aus einzelnen Photodiodenpixeln. Ein Glasträger 13 trennt die Pixelmatrix 12 von einem Diodenarray 14 bestehend aus einer Vielzahl einzelner Diode 15, mittels welcher Strahlung ($h \cdot v_2$) erzeugt werden kann, welches von der Rückseite her auf die Pixelmatrix 12 einwirkt. Über eine Bleiabschirmung 15 getrennt ist ferner noch eine Ausleselektronik 16 vorgesehen.

Zwischen dem Glasträger 13 und das Diodenarray 14 ist eine Homogenisierungszwischenlage 16 gebracht. Bei dieser kann es sich um eine Kunststoffolie handeln, gleichermaßen kann auch eine Papierlage eingesetzt werden. Da die von dem Diodenarray 14 emittierte Strahlung nicht über die gesamte Arrayfläche konstant bzw. homogen ist, das heißt, auf die Pixelmatrix 12 wirkt lokal Strahlung unterschiedlicher Intensität ein, ist zur Ermöglichung einer Kalibrierung des Strahlungsdetektors bzw. des gesamten Bildsystems die Verwendung der Homogenisierungszwischenlage 16 erforderlich. Diese weist Bereiche unterschiedlicher Transparenz für die Strahlung $h \cdot v_2$ auf, wobei die jeweilige lokale Transparenz in Abhängigkeit der lokalen Strahlung des Diodenarrays 14 eingestellt ist. Das heißt, Bereiche der Zwischenlage 16, die stärker strahlenden Diodenarraybereichen gegenüberliegen, sind für die Strahlung weniger transparent wie solche Zwischenlagenbereiche, die schwächer strahlenden Arrayabschnitten gegenüberliegen. Insgesamt erhält man mit der eingefügten Homogenisierungszwischenlage 16 eine resultierende, auf die Pixelmatrix 12 einwirkende Strahlungsverteilung bzw. Intensitätsverteilung der Strahlung, die weitgehend über die Fläche der Pixelmatrix homogen ist. Das heißt, die Pixelmatrix 12 wird überall im wesentlichen gleichmäßig bestrahlt. Diese homogene Strahlung ermöglicht es, daß die Kalibrierung des Bildaufnahmesystems unter Verwendung der mittels des Diodenarrays emittierten Strahlung vorstatten gehen kann. Zu diesem Zweck ist die Vorrichtungssteuerung 2 bzw. das Rechenmittel 6, welches im gezeigten Ausführungsbeispiel den Kalibrierzyklus steuert, entsprechend ausgebildet.

Die **Fig. 3** und **4** zeigen zwei Prinzipdarstellungen von mittels des Bildaufnahmesystems erhaltenen Bildern, bei denen die Pixelmatrix 12 lediglich mit dem Licht des Diodenarrays 14 bestrahlt wurde. **Fig. 3** zeigt ein Bild, welches ohne zwischengesetzter Homogenisierungszwischenlage 16 erhalten wurde, **Fig. 4** zeigt ein Bild mit eingebrachter Zwischenlage. In dem Bild gemäß **Fig. 3** können drei Abschnitte I, II und III unterschieden werden. Durch die unterschiedlich starke Strichelung wird angegeben, daß der Bereich I der dunkelste, der Bereich III der hellste ist. Das Bild wurde dadurch erhalten, daß zunächst ein Offsetbild ohne zugeschaltetem Diodenarray aufgenommen wurde, anschließend wurde das Diodenarray für wenige μ s angeschalten und ein

Strahlungsbild aufgenommen, von welchem dann das Off-
setbild abgezogen wurde. Aus Fig. 3 wird ersichtlich, daß
eine inhomogene Beleuchtung der Pixelmatrix 12 stattfand,
was sich in den unterschiedlich dunklen Bereichen I, II, III
äußert.

Fig. 4 zeigt nun eine Prinzipskizze eines Bildes, welches
mit einer eingebrachten Homogenisierungszwischenlage 16
erhalten wurde. Ersichtlich zeigt das auf die gleiche Weise
erhaltene Bild eine im wesentlichen homogene Helligkeits-
verteilung. Das heißt, die ursprünglich gegebenen Inhomoge-
nitäten des Diodenarraylichts wurden durch die einge-
brachte Homogenisierungszwischenlage homogenisiert, die
Pixelmatrix 12 wurde mit im wesentlichen homogenem
Licht bestrahlt.

Fig. 5 zeigt ein Beispiel einer Homogenisierungszwi-
schenlage 16, welche im Beispieldfall der Fig. 3 und 4 ver-
wendet werden kann. Diese weist ebenfalls drei Abschnitte
Ia, IIa, IIIa auf, die jedoch bezüglich des ursprünglich erhal-
tenen Bildes gemäß Fig. 3 in ihrer Transparenz invertiert
sind, das heißt, der Bereich Ia ist für die vom Diodenarray
emittierte Strahlung transparenter als der Bereich IIa, wie
ebenfalls durch die unterschiedliche Strichelung dargestellt
wird. Wird diese Homogenisierungszwischenlage 16 zwi-
schen das Diodenarray und die Pixelmatrix gebracht, wird
die in dem Lagenabschnitt IIIa gegenüberliegenden Array-
abschnitt emittierte, starke Strahlung deutlich stärker ge-
schwächt als die schwache Strahlung, die im Arraybereich
emittiert wird, welcher dem Abschnitt Ia gegenüberliegt. In
der Summe ist die Strahlungsverteilung des durch die Ho-
mogenisierungszwischenlage 16 hindurchtretenden Lichts
im wesentlichen homogen.

Fig. 6 zeigt ein Diagramm der Signale einer Spalte der Pi-
xelmatrix, erhalten ohne zwischengebrachter Homogenisie-
rungszwischenlage (Kurve A) und mit eingelegter Homoge-
nisierungszwischenlage (Kurve B). Ersichtlich ist der Si-
gnalverlauf der Kurve B wesentlich homogener als der der
Kurve A, das heißt, die auf die Pixelmatrix auftretende
Lichtverteilung, die der Kurve B zugrundelag, war wesent-
lich homogener als die der Kurve A.

Die vorteilhafte Wirkung der eingebrachten Homogeni-
sierungszwischenlage läßt sich auch den in Fig. 6 gezeigten
Histogrammen zweier aufgenommener Bilder entnehmen.
Die Kurve C entspricht einem Bild, welches ohne einge-
brachter Homogenisierungszwischenlage aufgenommen
wurde, die Kurve D entspricht einem Bild mit eingebrachter
Zwischenlage. Ersichtlich ist die Kurve C wesentlich breiter
und verschmierter als die Kurve D. Das heißt, die Signalant-
wort der Pixel ist wesentlich stärker verrauscht als im Fall
der Kurve C, da hier ein inhomogenes Licht auf die Pixel-
matrix traf. Demgegenüber ist die Kurve D wesentlich
schmalbandiger, das heißt, die Pixelsignale liegen in einem
deutlich engeren Signalbereich, was wiederum auf eine wesent-
lich homogener Strahlungsverteilung der einwirkenden
Lichtstrahlung zurückzuführen ist.

Patentansprüche

1. Röntgeneinrichtung, umfassend ein Bildaufnahmesystem mit einem Festkörper-Strahlungsdetektor mit
einer Pixelmatrix, an dessen Rückseite eine Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays vorgesehen
ist, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix einwirkende Strahlung erzeugbar ist, wobei Mittel vorge-
sehen sind, mittels welchen die auf die Pixelmatrix einwirkende, von dem Diodenarray emittierte oder emittierbare
Strahlung homogenisierbar und eine im wesentlichen gleichmäßige Strahlungsverteilung über die
Pixelmatrix erzielbar ist.

2. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel eine zwischen der Pixelmatrix und dem Diodenarray angeordnete Homogenisierungszwischenlage ist, deren lokale Transparenz für die vom Diodenarray emittierte Strahlung abhängig von der lokalen Strahlungsverteilung des Diodenarrays ist.

3. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage eine Folie ist.

4. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage eine Papierlage ist.

5. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage bezüglich des Diodenarrays justiert angeordnet ist.

6. Röntgeneinrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel zum Fixieren der Homogenisierungszwischenlage, insbesondere in Form von Klemmmitteln vorgesehen sind.

7. Röntgeneinrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß sie zur Durchführung einer Kalibrierung des Bildaufnahmesystems unter Verwendung der von dem Diodenarray erzeugten Strahlung ausgebildet ist.

8. Festkörper-Strahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix und einer Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix von der Rückseite her einwirkende Strahlung erzeugbar ist, wobei Mittel vorgesehen sind, mittels welchen die von dem Diodenarray emittierte Strahlung homogenisierbar und eine im wesentlichen gleichmäßige Strahlungsverteilung über die Pixelmatrix erzielbar ist.

9. Festkörper-Strahlungsdetektor nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel eine zwischen der Pixelmatrix und dem Diodenarray angeordnete Homogenisierungszwischenlage ist, deren lokale Transparenz für die vom Diodenarray emittierte Strahlung abhängig von der lokalen Strahlungsverteilung des Diodenarrays ist.

10. Festkörper-Strahlungsdetektor nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage eine Folie ist.

11. Festkörper-Strahlungsdetektor nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage eine Papierlage ist.

12. Festkörper-Strahlungsdetektor nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Homogenisierungszwischenlage bezüglich des Diodenarrays justiert angeordnet ist.

13. Festkörper-Strahlungsdetektor nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel zum Fixieren der Homogenisierungszwischenlage, insbesondere in Form von Klemmmitteln, vorgesehen sind.

14. Verfahren zum Erzeugen einer Homogenisierungszwischenlage für einen Festkörper-Strahlungsdetektor, welcher eine Pixelmatrix und eine Beleuchtungseinrichtung in Form eines Diodenarrays umfaßt, mittels welchem eine auf die Pixelmatrix von der Rückseite her einwirkende Strahlung erzeugbar ist, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

Aufnehmen wenigstens eines Offsetbilds des Festkörper-Strahlungsdetektors,
Aufnehmen wenigstens eines Strahlungsbilds bei Be-
strahlung der Pixelmatrix mittels des Diodenarrays,
Subtraktion des Tiefpaß-gefilterten Offsetbilds vom
Tiefpaßgefilterten Strahlungsbild,

Invertierung des Subtraktionsbilds, und
Aufbringen des Subtraktionsbilds auf eine Zwischen-
lage.

15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekenn-
zeichnet, daß eine Zwischenlage in Form einer Kunst-
stofffolie oder eine Papierlage verwendet wird, die ent-
sprechend bedruckt werden. 5

16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, dadurch ge-
kennzeichnet, daß mehrere Offsetbilder und/oder meh-
rere Strahlungsbilder aufgenommen werden, die zur 10
Ermittlung eines weiterzuverarbeitenden Offsetbilds
bzw. Strahlungsbilds gemittelt werden.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

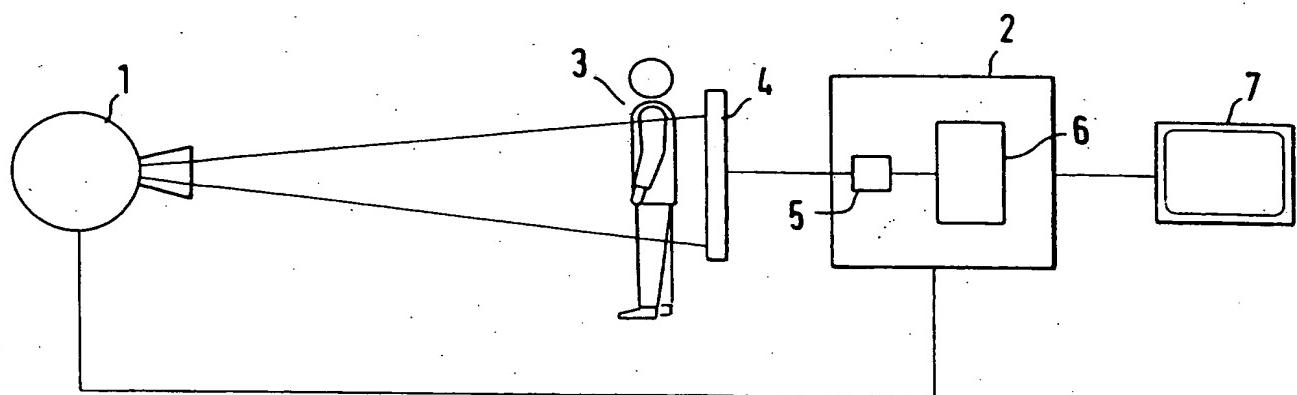


FIG. 1

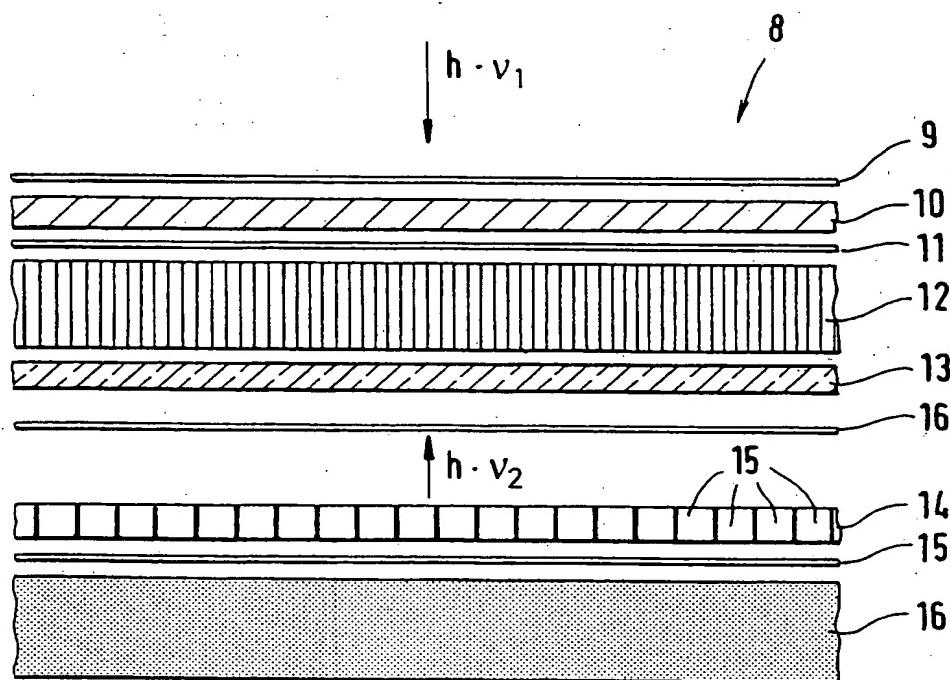


FIG. 2

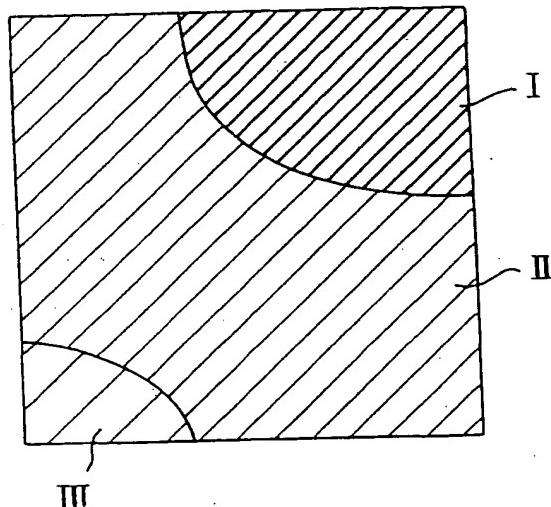


FIG. 3

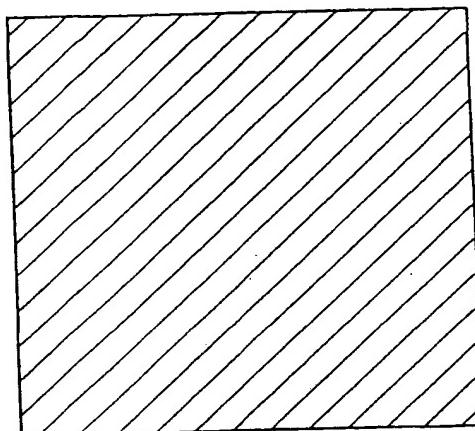


FIG. 4

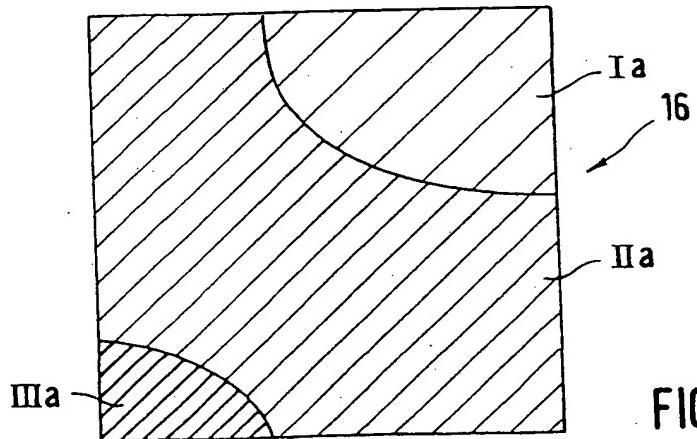
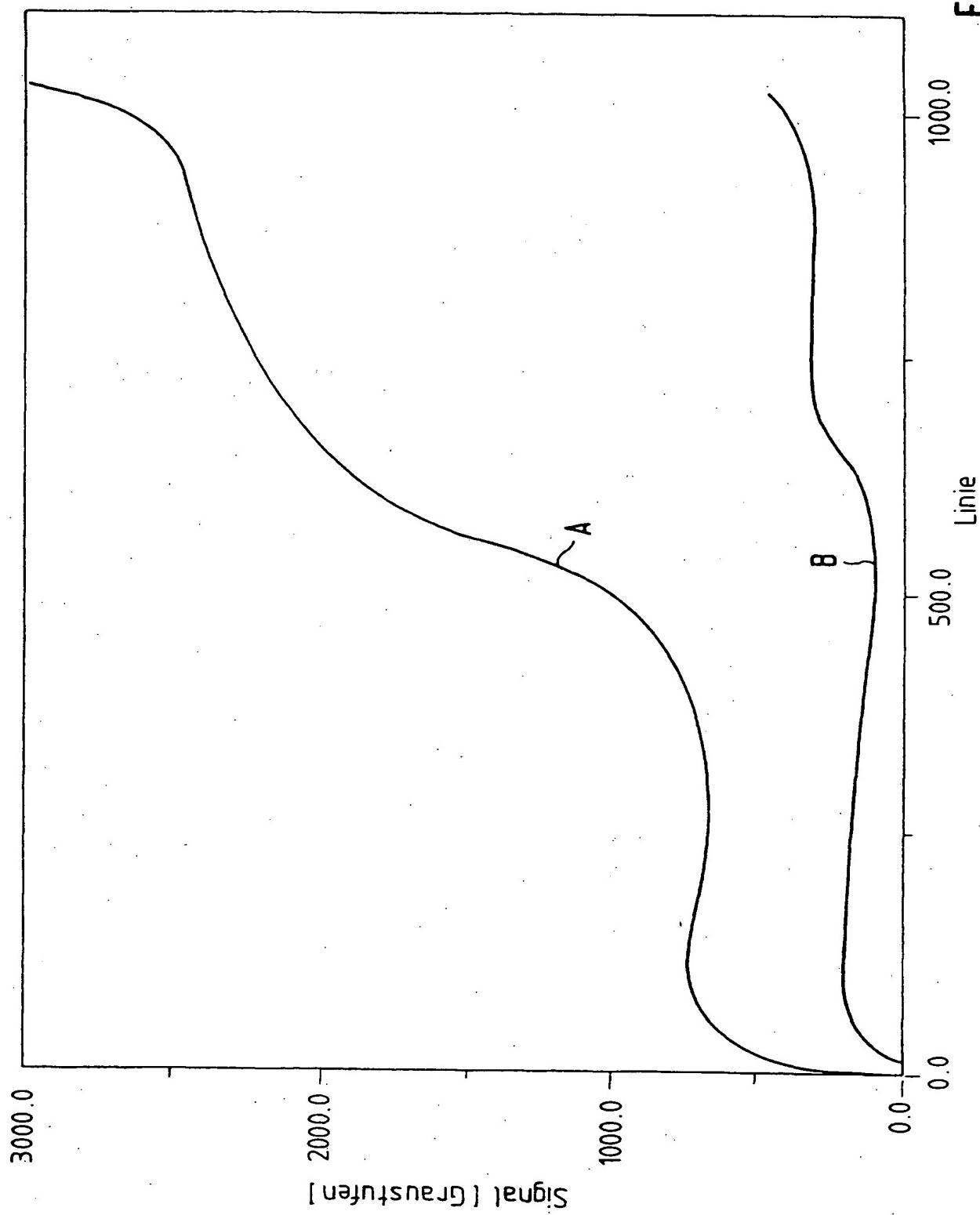


FIG. 5

FIG. 6



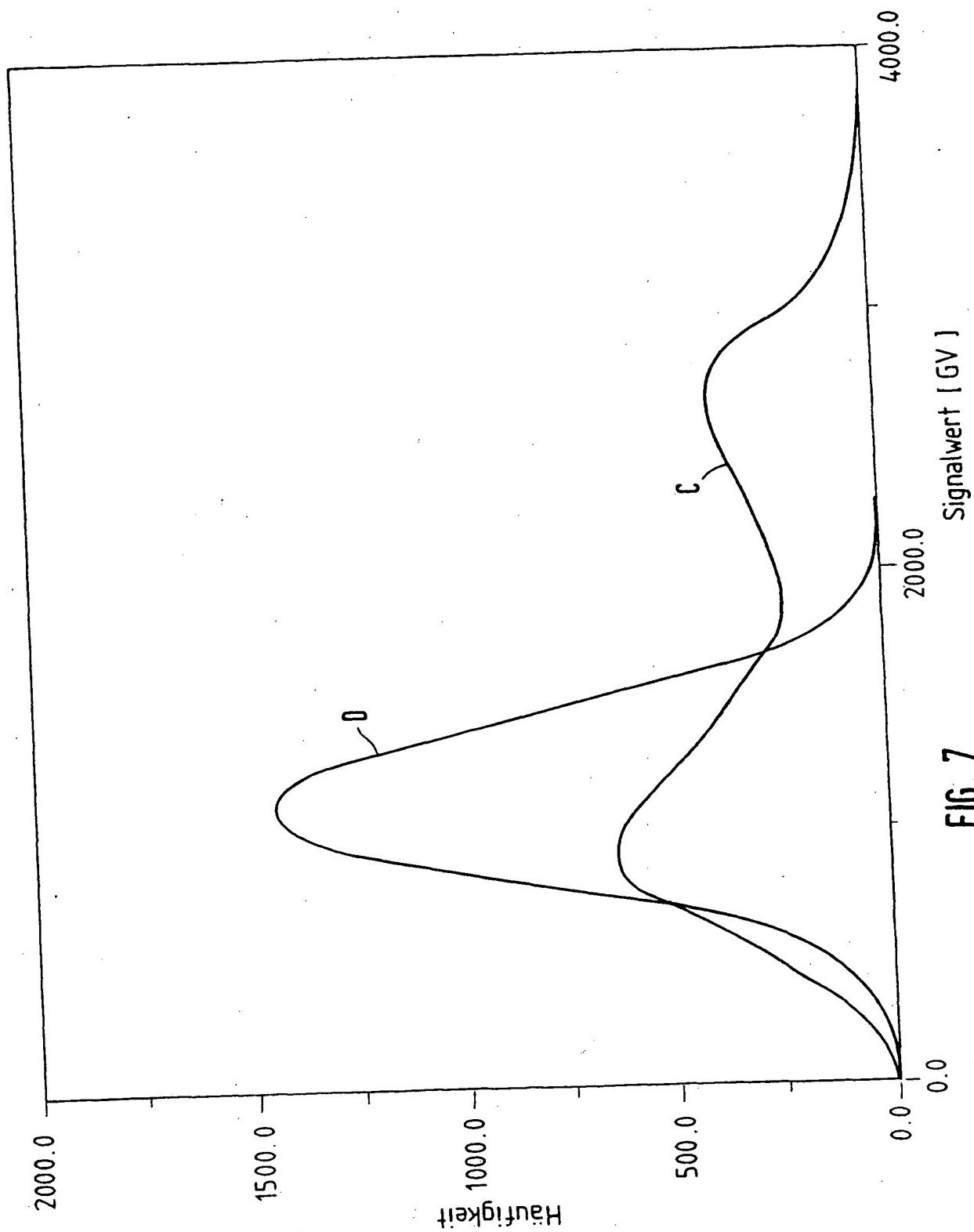
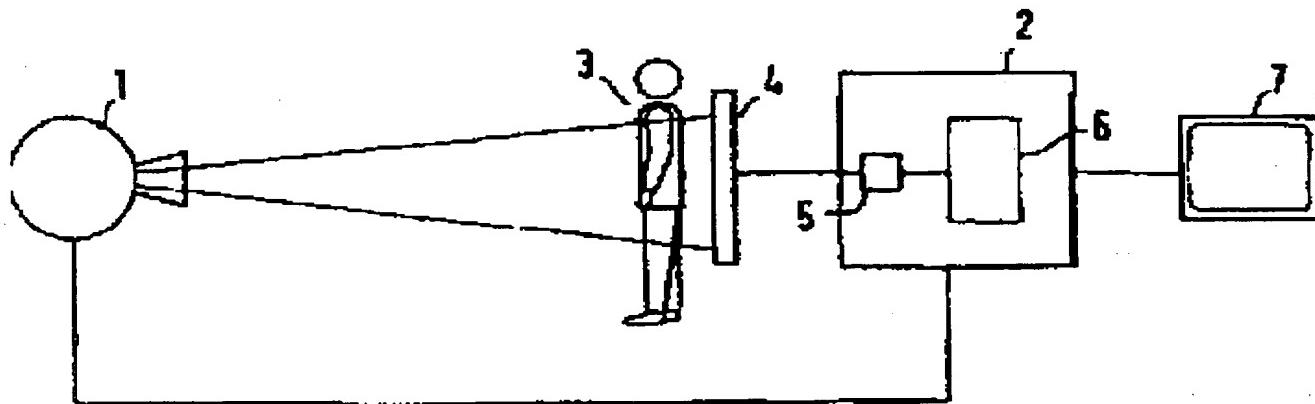


FIG. 7

AN: PAT 2000-525525
TI: X-ray apparatus with homogenizing intermediate layer placed between pixel matrix and diode array and having areas of different transparency
PN: DE19906029-A1
PD: 24.08.2000
AB: The solid state detector (8) has a reflector layer (9), scintillation layer (10) and passivation layer (11). The scintillation layer converts the X-ray beam into rays, which generate charge carriers in the pixel matrix (12). A glass substrate (13) divides the pixel matrix from a diode array (14), which provides radiation onto the rear side of the matrix. Between the glass substrate and the diode array is a homogenizing intermediate layer (16) in the form of a plastic foil or paper. The layer is used to enable calibration of the beam detector or the entire imaging system. The layer has areas of different transparency. The local transparency is set according to the local beam of the diode array. Areas of the intermediate layer which oppose strong radiation of the diode array are less transparent for the beam than are areas which lie opposite array sections of weak irradiation.; USE - For medical X-ray unit, to calibrate unit. ADVANTAGE - No X-ray needs to be used for calibration, quick and simple calibration.
PA: (SIEI) SIEMENS AG;
IN: SCHIRL T; SCHULZ R F;
FA: DE19906029-A1 24.08.2000; DE19906029-B4 11.08.2005;
CO: DE;
IC: G01N-023/20; G01T-001/24; G01T-001/29; H04N-005/32;
H05G-001/64;
MC: S03-E06B3; S03-E06C; S03-G02B2G; S03-G02C1; S05-D02A5;
W04-M01F1;
DC: S03; S05; W04;
FN: 2000525525.gif
PR: DE1006029 12.02.1999;
FP: 24.08.2000
UP: 18.08.2005



THIS PAGE BLANK (USPTO)